

PATENTOVÝ SPIS

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(21) Číslo přihlášky: **2003-205**
(22) Přihlášeno: **22.01.2003**
(40) Zveřejněno: **15.09.2004**
(Věstník č. 9/2004)
(47) Uděleno: **24.09.2010**
(24) Oznámení o udělení ve Věstníku: **03.11.2010**
(Věstník č. 44/2010)

(11) Číslo dokumentu:

302 127

(13) Druh dokumentu: **B6**

(51) Int. Cl.:

A61H 31/00 (2006.01)

A61M 16/00 (2006.01)

(56) Relevantní dokumenty:

US 4265237 A; DE 1566560 A; DE 2603063 A; US 4057059 A.

(73) Majitel patentu:

UNIVERZITA KARLOVA, 3.LÉKAŘSKÁ FAKULTA,
Praha, CZ

ROUBÍK Karel Ing. Ph.D., Náchod, CZ

PACHL Jan Doc. MUDr. CSc., Praha, CZ

ZÁBRODSKÝ Vladimír MUDr., Praha, CZ

(72) Původce:

Roubík Karel Ing. Ph.D., Náchod, CZ

Pachl Jan Doc. MUDr. CSc., Praha, CZ

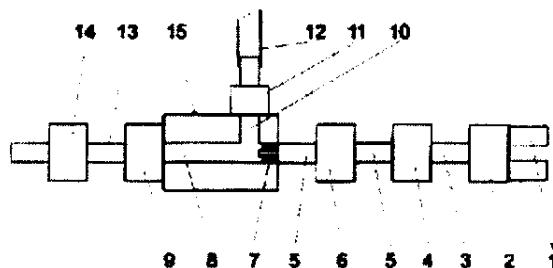
Zábrodský Vladimír MUDr., Praha, CZ

(54) Název vynálezu:

**Zařízení k provádění vysokofrekvenční
objemově řízené umělé plicní ventilace**

(57) Anotace:

Zařízení k provádění vysokofrekvenční objemově řízené umělé plicní ventilace zahrnuje směšovač (2) tlakového kyslíku a vzduchu napojený na redukční ventil (4), dále propojený na zvlhčovač a ohříváč (6) dýchací směsi, který je napojen na trysku (7) ventilačního uzlu (15) napojeného na tracheální kanylu (12), přičemž tryska (7) je zaústěna do pracovní dutiny (8), která je jednak napojena ve své podélné ose na vstup řízeného dvoucestného dvoupolohového ventilu (9) a jednak je v oblasti za ústím trysky (7) osazena přípojným potrubím (10), jehož výstup je opatřen tracheální kanylou (12). Výstup dvoucestného dvoupolohového ventilu (9) je připojen na řízený škrticí ventil (14), který je zaústěn do ovzduší. Přípojně potrubí (10) je osazeno kolmo na podélnou osu pracovní dutiny (8). Přímo na výstup přípojně potrubí (10) je připojen měňč (11) průtoku a tlaku. Dvoucestný dvoupolohový ventil (9) je membránový ventil řízený generátorem (18) pneumatických pulzů.



CZ 302127 B6

Zařízení k provádění vysokofrekvenční objemově řízené umělé plicní ventilace

Oblast techniky

Řešení se týká konstrukce zařízení, nazývaného vysokofrekvenční objemově řízený ventilátor, umožňujícího provádění vysokofrekvenční umělé plicní ventilace zvláště u lidí pro zajišťování dechových funkcí poškozených plic či při řešení respirační nedostatečnosti pacientů.

Dosavadní stav techniky

Jsou známy konvenční a vysokofrekvenční plicní ventilátory. Konvenční zařízení pro tento účel utvořená nuceně vhánějí upravenou směs vzduchu a kyslíku do plic (dále jen směs) pro správnou výměnu krevních plynů, to znamená odvětrají CO_2 a okyslíčí krev, napodobující přirozenou frekvenci dechu člověka. Rozmezí frekvencí dechových cyklů je limitováno zhruba do 1,5 Hz. Tato zařízení při určité patologii plicních orgánů nestačí dodávat směs k výměně krevních plynů, protože nízká frekvence dodávky směsi i přes její vysoký dodávaný objem dostatečnou výměnu krevních plynů v plicních alveolách nezajistí. Limitace dosažení vysokých frekvencí u těchto konvenčních přístrojů je dána zejména vysokým kompresním objemem výstupního potrubí. Vysoký kompresní objem výstupního potrubí je však pro tyto konvenční plicní ventilátory z konstrukčních důvodů nezbytný.

Vysokofrekvenční plicní ventilátory, přičemž do této kategorie spadá i řešení dle vynálezu, jsou oscilační a tryskové. Oscilační vysokofrekvenční plicní ventilátory jsou většinou zařízení membránová či pístová. Tato zařízení vytvářejí dodávky směsi do plic pacienta o frekvenci 2 až 15 Hz. Rychlé střídání tlakových pulzů způsobených průhybem membrány nebo přímočarým pohybem pístu v uzavřeném prostoru působících kolmo na protékající proud směsi odvádí část této směsi do plic a zpět do tohoto protékajícího proudu směsi. Součástí tohoto principu je impedančně přizpůsobený expirační ventil vložený na výstupní proud protékající směsi. Tento ventil se chová pro stejnosměrnou neměnnou tlakovou složku průtočné, pro proměnnou tlakovou složku vykazuje zvětšený odpor průtoku. Tato zařízení jsou z důvodu konstrukce uzpůsobena zejména pro dětské pacienty. Pro dospělé pacienty by bylo nutno vyrábět robustní méně skladná zařízení. Prakticky je výkonnost těchto zařízení omezena konstrukčními možnostmi.

Znamé tryskové vysokofrekvenční plicní ventilátory, které jsou nejbližším řešením podle vynálezu, jsou tvořeny zdrojem tlakové směsi, redukčním ventilem, ovládaným dvupolohovým ventilem a tryskou. Tryska je zaústěna do směšovací trubice většího průřezu, která je napojena jedním koncem na tracheální kanylu pacienta, druhý konec směšovací trubice je napojen na okruh trvalého průtoku směsi. Zařízení pracuje tak, že směs o tlaku do 200 kPa, udržovaná na tomto tlaku redukčním ventilem, je přerušovaně dvoucestným ventilem vpouštěna tryskou do směšovací trubice, kde při fázi pulzu strhává v této směšovací trubici s sebou směs za vzniku pozitivního přetlaku, čímž tato směs postupuje tracheální kanylou do plic. Při zastavení tlakové směsi dvoucestným ventilem dojde ke zrušení tlaku a vydechovaná směs z plic samovolně odchází přes směšovací trubici a okruh trvalého průtoku směsi do ovzduší. Tyto fáze se opakují v rozmezí frekvencí zhruba 1,5 až 10 Hz. Nevýhody tohoto řešení se projevují v nižší účinnosti, neboť nedochází k nucenému vyprázdnění plic. Nevýhodou obou zmíněných zařízení je rovněž to, že při změně mechanických vlastností plic, především poddajnosti a průtočného odporu, dojde ke změně jednorázového dechového objemu vzduchu plicím dodávaného. Je nutno v takových případech znovu nastavit známé zařízení na optimální pracovní režim. Rovněž je nevýhodné, že oba typy zmíněných vysokofrekvenčních ventilátorů při své funkci prakticky nemohou, nebo mohou jen velmi obtížně, zjišťovat mechanické vlastnosti plic, neboť plíce se neplní v průběhu času konstantním průtokem směsi. Vyhodnocení mechanických vlastností plic je velmi důležité pro optimální nastavení režimu kteréhokoli plicního ventilátoru.

Podstata vynálezu

Předmětem ochrany je zařízení pro provádění vysokofrekvenční objemově řízené umělé plicní ventilace, jehož konstrukce zahrnuje směšovač tlakového kyslíku a vzduchu napojený na redukční ventil, dále propojený na zvlhčovač a ohřivač dýchací směsi, který je napojen na trysku ventilačního uzlu napojeného na tracheální kanylu. Podstatou nového řešení je, že tryska je zaústěna do pracovní dutiny, která je jednak napojena ve své podélné ose na vstup řízeného dvoucestného dvupolohového ventilu a jednak je v oblasti za ústím trysky osazena přípojným potrubím, jehož výstup je opatřen tracheální kanylou.

Dále je podstatou řešení to, že výstup dvoucestného dvupolohového ventilu je připojen na vstup řízeného škrticího ventilu, který je zaústěn do ovzduší.

Podstatou řešení je i to, že pracovní dutina je osazena přípojným potrubím, jehož výstup je opatřen tracheální kanylou. Výhodné je, je-li toto přípojně potrubí osazeno kolmo na podélnou osu pracovní dutiny. Přímo na výstup přípojně potrubí je připojen měřic průtoků a tlaku.

Podstatou řešení je konečně i to, že dvoucestný dvupolohový ventil je tvořen membránou podepřenou pružinou dosedající na sedlo výstupu pracovní dutiny, která je napojena na generátor pneumatických pulzů. Zavírání a otvírání sedla výstupu pracovní dutiny přitisknutím a odtážením membrány je tedy zajištěno generátorem pneumatických pulzů a pružinou, které membránu ovládají.

Toto nové řešení objemově řízeného vysokofrekvenčního plicního ventilátoru odstraňuje výše uvedené nevýhody známých plicních ventilátorů tím, že při inspiriu pacienta ventilátor dodává dýchací směs v množství odpovídajícím potřebám pacienta do jeho plic s konstantním průtokem pro zajištění konstantní hodnoty dodávaného dechového objemu nezávislého na změnách mechanických parametrů pacientovy respirační soustavy. Lze tedy říci, že zařízení obsahuje v podstatě generátor konstantního průtoků tvořený tryskou napojenou na zdroj vysokotlaké směsi, generátor negativního tlaku a ventil připojující tyto generátory střídavě k tracheální kanyle pacienta. Ventil, jak již bylo řečeno, může být tvořený membránou řízenou pneumaticky z generátoru pulzů. Toto zařízení je nazváno objemově řízený ventilátor. Tlakový zdroj přivádí jedním potrubím tlakový kyslík a druhým potrubím tlakový vzduch do směšovače, kde dojde k optimálnímu smísení těchto složek. Za směšovačem je napojen redukční ventil, za kterým regulovaný tlak směsi prochází zvlhčovačem a ohřivačem do trysky. Tryska je zaústěna do pracovní dutiny, která je napojena ve směru proudu směsi na dvoucestný dvupolohový ventil, jehož výstup je připojen na řízený škrticí ventil. Pracovní dutina je opatřena druhým výstupem, který tvoří přípojně potrubí, jehož podélná osa svírá v nejvýhodnějším případě s podélnou osou pracovní dutiny úhel 90°. Výstup přípojně potrubí je ukončen tracheální kanylou.

Výhody řešení oproti současnému stavu techniky se projeví zvláště v tom, že zařízení dosahuje velké pneumatické impedance při inspiriu. Přednost se projeví například při změně mechanických vlastností plic, kdy se mění jejich poddajnost a průtočný odpor. Zařízení i při uvedené změně dodává pacientovi až na nepatrné odchylky stále stejný jednorázový dechový objem směsi. Generátor negativního tlaku rovněž napomáhá vyprazdňování plic při expiriu, což v některých případech stavu pacienta je velmi podstatná výhoda. Další výhodou je i to, že zařízení je konstruováno tak, že průtok směsi vstupující do pacienta je po většinu doby nádechu konstantní. Tato přednost umožňuje následně velmi jednoduché stanovování poddajnosti plic po celou dobu činnosti přístroje. Ovládací jednotka na základě signálu ze snímače tlaku udržuje automaticky škrticím ventilem požadovaný střední tlak v dýchacích cestách pacienta i při měnících se mechanických vlastnostech plic. Rovněž podstatná výhoda řešení dle vynálezu spočívá v neomezenosti výkonu plicního vysokofrekvenčního objemově řízeného ventilátoru. Výkonnost je ovlivněna pouze dimenzí průměru trysky a pracovní dutiny. Tato výměna neklade nároky ani na velikost celého zařízení, ani na nákladnost a složitost technického ztvárnění řešení.

Přehled obrázků na výkresech

Příklad provedení zařízení pro provádění vysokofrekvenční objemově řízené umělé plicní ventilace je uveden na obr. 1 a 2 v podobě blokových schémat.

Příklady provedení vynálezu

Zařízení uvedené na obr. 1, tedy v podstatě plicní vysokofrekvenční objemově řízený ventilátor, se skládá ze směšovače 2, ke kterému jsou připojena potrubí tlakového zdroje 1, a to potrubí vzduchu a kyslíku. Výstup ze směšovače 2 je proveden vysokotlakým potrubím 3 neregulovaného tlaku, které je napojeno na vstup redukčního ventilu 4, jehož výstup tvoří vysokotlaké potrubí 5 regulovaného tlaku vstupující do zvlhčovače a ohřivače 6. Výstup zvlhčovače a ohřivače 6 je připojen k ventilačnímu uzlu 15, a to k trysce 7, která je zaústěna do pracovní dutiny 8, na kterou je připojen dvoucestný dvoupolohový ventil 9. Na výstupu dvoucestného dvoupolohového ventilu 9 je připojeno výstupní potrubí 13, které zaústí na vstup řízeného škrticího ventilu 14. Výstup řízeného škrticího ventilu 14 je spojen s ovzduším. S výhodou kolmo na podélnou osu pracovní dutiny 8 je v tělese ventilačního uzlu 15 vytvořeno přípojně potrubí 10, které zaústí do měřiče 11 průtoku a tlaku. Výstup z měřiče 11 průtoku a tlaku ústí do tracheální kanyly 12, která je zavedena do průdušnice pacienta.

Takto vytvořený plicní vysokofrekvenční objemově řízený ventilátor se používá při řízeném dýchání pacienta v případech, kdy přirozená funkce plic je nedostatečná, tedy nezajišťuje dostatečnou výměnu krevních plynů. Pacient je se zařízením propojen přes tracheální kanylu 12, která je zasunuta do jeho průdušnice. Plicní vysokofrekvenční objemově řízený ventilátor je pomocí směšovače 2 propojen s přívodem tlakového kyslíku a vzduchu. Směšovač 2 upravuje složení směsi pro pacienta pomocí škrcení obou přívodů tak, že pacientovi je přiváděna směs obsahující 21 až 100 % kyslíku. Takto upravená směs o vysokém tlaku je za pomoci redukčního ventilu 4 tlakově snížena na hodnotu 10 až 200 kPa. Směs pod tímto tlakem prochází zvlhčovačem a ohřivačem 6, kde se upravuje do stavu, který je nejvýhodnější pro pacientovi plic. Takto tlakově, teplotně i vlhkostně upravená ventilační směs prochází zúženým místem, tryskou 7, zvýšenou rychlostí do pracovní dutiny 8. Ve fázi, když na konci pracovní dutiny 8 je dvoucestný dvoupolohový ventil 9 uzavřen, tato směs proudí do přípojně potrubí 10 a přes tracheální kanylu 12 naplňuje plic pacienta. Po otevření dvoucestného dvoupolohového ventilu 9 proud upraveného vzduchu z trysky 7 prochází přímo dvoucestným dvoupolohovým ventilem 9 přes řízený škrticí ventil 14 do ovzduší, přičemž v prostoru za tryskou 7 velká rychlost směsi vytváří Venturiho efekt, který se projeví strháváním vydechované směsi z přípojně potrubí 10 a dále z plic pacienta. Z konstrukčního i fyzikálního hlediska je vhodné, aby podélná osa přípojně potrubí 10 byla konstrukčně řešena kolmo na podélnou osu pracovní dutiny 8. Tato kolmost obou prvků však není podmínkou. Množství strhávané směsi při fázi vyprazdňování plic je řízeno škrticím ventilem 14. Tato řízení je prováděno na obraze neznázorněným propojením měřiče 11 průtoku a tlaku s řízeným škrticím ventilem 14. Řízený škrticí ventil 14 řízeně omezuje v této fázi vyprazdňování plic, a tedy snižuje velikost Venturiho efektu tak, aby při výdechu vznikaly příznivé tlakové podmínky na konci výdechu. Při změně mechanických vlastností plic měřič 11 průtoku a tlaku ovlivní řízený škrticí ventil 14 tak, že stejnosměrná složka tlaku směsi během celého dechového cyklu zůstane zachována. Fázi nádechu zajišťuje plicní vysokofrekvenční objemově řízený ventilátor při konstantní dodávce objemu tryskou 7. Z této podmínky je odvozen i jeho název. Doba nádechu a výdechu je ovlivněna dobou otevření dvoucestného dvoupolohového ventilu 9. Tento dvoucestný dvoupolohový ventil 9, schematicky znázorněný na obr. 2, může představovat například membrána 16 dosedající cyklicky na sedlo 17 pracovní dutiny 8. Tím dochází k uzavírání a otevírání pracovní dutiny 8. Membránu pak ovládá generátor 18 pneumatických budicích pulzů a pružina 19. Uvedený dvoucestný dvoupolohový ventil 9 však může být představován rotačním ventilem, elektromagnetickým ventilem, a nebo dalším řešením, které splňuje funkci otevírání a zavírání pracovní dutiny 8 a její připojování na řízený škrticí ventil 14.

Frekvence otevírání a zavírání pracovní dutiny 8 se pohybuje v rozmezí 2 až 20 Hz. Velká vnitřní pneumatická impedance tohoto ventilátoru umožňuje nezávislost nádechového objemu na měnících se mechanických vlastnostech plic. Další předností řešení je snadné měření poddajnosti plic. Tato přednost vyplývá z faktu, že řešení ventilátoru podle vynálezu dodává po celou dobu nádechu pacienta konstantní průtok směsi. Konstantní rychlost plnění plic v čase, tj. průtok, v průběhu inspiria jsou minimálně ovlivněny tlakovými změnami v tracheální kanyle a respirační soustavě. Při fázi výdechu pak ventilátor svým řešením umožňuje i nucené vyprazdňování plic.

10 Průmyslová využitelnost

Předkládané řešení zařízení označeného jako vysokofrekvenční objemově řízený plicní ventilátor lze využít v širokém odvětví zdravotnických zařízení pro děti i dospělé pacienty při dýchacích potížích či selhání dýchání, při různých formách přímého plicního postižení či postižení nepřímého, které vzniká v důsledku těžkých šokových stavů apod. Uvedené řešení podle vynálezu lze však dimenzovat i pro užití při obdobných zdravotních problémech týkajících se zvířat ve veterinární praxi.

PATENTOVÉ NÁROKY

25 1. Zařízení k provádění vysokofrekvenční objemově řízené umělé plicní ventilace zahrnující směšovač (2) tlakového kyslíku a vzduchu napojený na redukční ventil (4), dále propojený na zvlhčovač a ohřívač (6) dýchací směsi, který je napojen na trysku (7) ventilačního uzlu (15) napojeného na tracheální kanylu (12), **vyznačující se tím**, že tryska (7) je zaústěna do pracovní dutiny (8), která je jednak napojena ve své podélné ose na vstup řízeného dvoucestného dvupolohového ventilu (9) a jednak je v oblasti za ústím trysky (7) osazena přípojným potrubím (10), jehož výstup je opatřen tracheální kanylou (12).

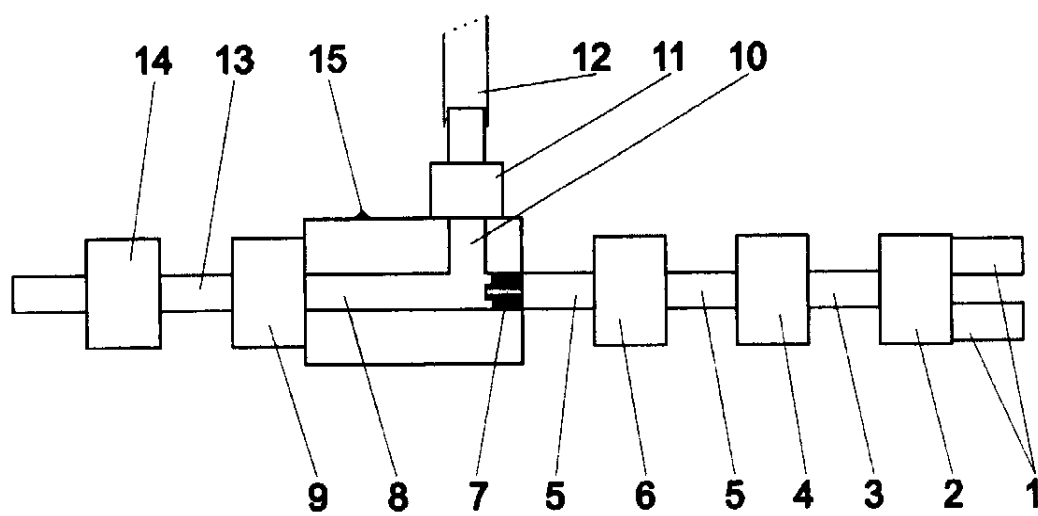
35 2. Zařízení podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že výstup dvoucestného dvupolohového ventilu (9) je připojen na řízený škrticí ventil (14), který je zaústěn do ovzduší.

3. Zařízení podle nároku 1 nebo 2, **vyznačující se tím**, že přípojný potrubí (10) je osazeno kolmo na podélnou osu pracovní dutiny (8).

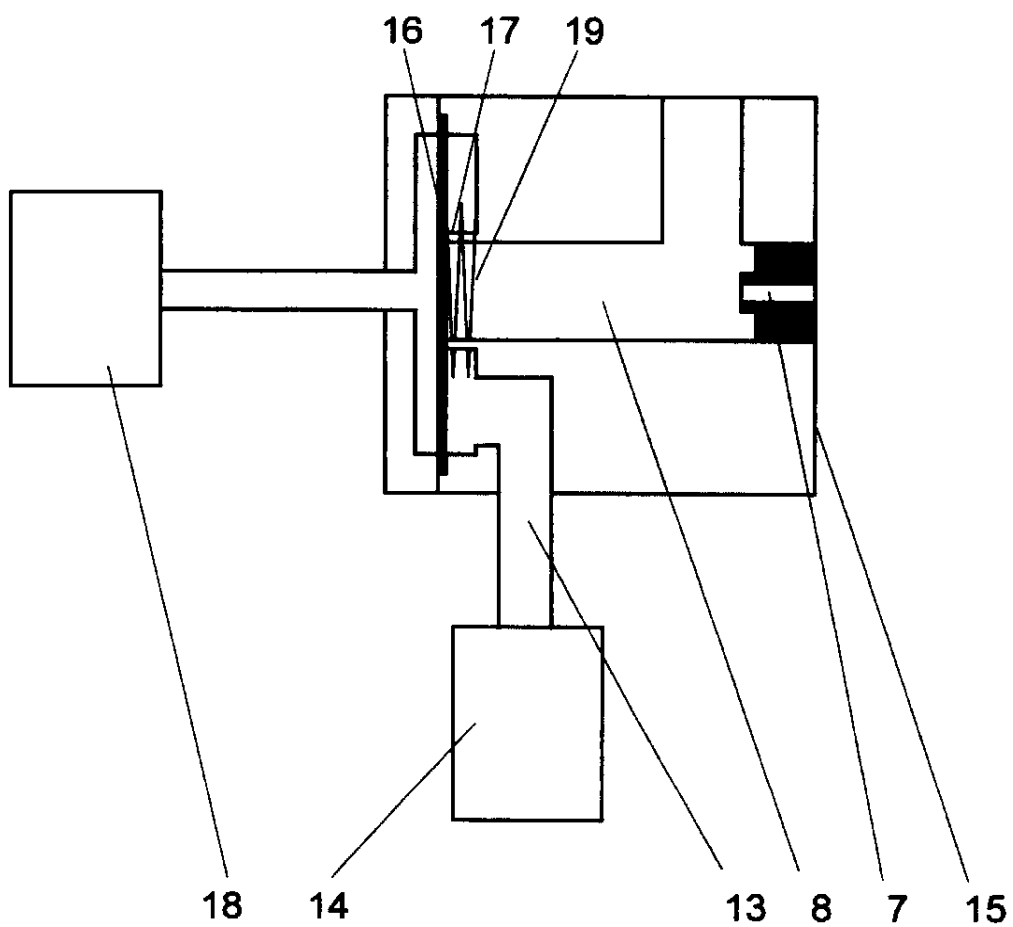
40 4. Zařízení podle kteréhokoli z nároků 1 až 3, **vyznačující se tím**, že přímo na výstup přípojného potrubí (10) je připojen měřič (11) průtoku a tlaku.

45 5. Zařízení podle kteréhokoli z nároků 1 až 4, **vyznačující se tím**, že dvoucestný dvupolohový ventil (9) je membránový ventil řízený generátorem (18) pneumatických pulzů.

2 výkresy



Obr. 1



Obr. 2

Konec dokumentu
